



Production of computer tomography images of body region having rest and movement phases by analyzing data obtained during period equal to period of motion and using for image reconstruction if obtained during rest phase

Patent number: DE19854939
Publication date: 2000-06-15
Inventor: FLOHR THOMAS (DE); OHNESORGE BERND (DE)
Applicant: SIEMENS AG (DE)
Classification:
- international: G06T7/00; G06T17/00; G01N23/06
- european: G01N23/04
Application number: DE19981054939 19981127
Priority number(s): DE19981054939 19981127

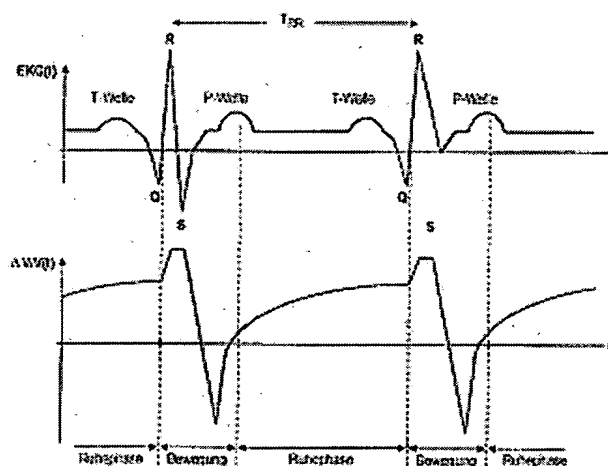
Also published as:

 US6381487 (B1)
 JP2000157535 (A)

[Report a data error here](#)

Abstract of DE19854939

The method involves recording a number of image-producing projections during one rotation of an x-ray source around the object and during a period equal to the period of motion of the body part. The data corresponding to the projections are analyzed to see if they were obtained during a movement phase or a rest phase. The data are only used for image reconstruction if they are obtained during the rest phase. An Independent claim is included for a CT apparatus.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

This Page Blank (uspto)



①9 **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 54 939 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁷:
G 06 T 7/00
G 06 T 17/00
G 01 N 23/06

②1 Aktenzeichen: 198 54 939.3
②2 Anmeldetag: 27. 11. 1998
④3 Offenlegungstag: 15. 6. 2000

DE 198 54 939 A 1

⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦2 Erfinder:
Flohr, Thomas, Dipl.-Phys. Dr., 91486 Uehlfeld, DE;
Ohnesorge, Bernd, Dipl.-Ing., 91054 Erlangen, DE

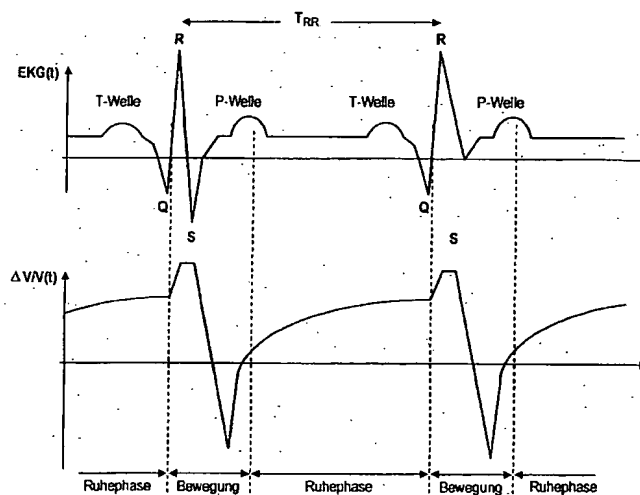
⑤6 Entgegenhaltungen:
DE 33 25 939 C2
DE 196 27 166 A1
DE 196 22 075 A1
US 41 82 311 A
EP 03 70 341 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Verfahren und Gerät zur Erzeugung von CT-Bildern

⑤7 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines mit Ruhe- oder Bewegungsphasen periodisch bewegten Körperbereiches. Dabei werden einer Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen entsprechende Daten daraufhin analysiert, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase gewonnen wurden, und nur solche Daten zur Bildrekonstruktion verwendet, welche während einer Ruhephase gewonnen wurden.



DE 198 54 939 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines mit Ruhe- oder Bewegungsphasen periodisch bewegten Körperbereiches mittels eines CT-Gerätes mit einer zur Erzeugung der CT-Bilder um den Körper des zu untersuchenden Lebewesens bewegten Röntgenstrahlenquelle und ein Gerät zur Durchführung eines solchen Verfahrens.

Objekte, die sich während der CT-Datenaufnahme bewegen, verursachen im rekonstruierten CT-Bild oft Strichartefakte oder werden unscharf mit Doppelkonturen dargestellt. Diese Problematik tritt insbesondere bei CT-Aufnahmen des Herzens oder herznaher Lungenstrukturen bei CT-Systemen mit mechanischer Bewegung der Röntgenquelle auf, bei denen die Datenaufnahmezeit für ein Bild in der Größenordnung einer Herzperiode liegt. Die Bewegungsartefakte haben dann ihre Ursache in der Verwendung von Daten zur Bildrekonstruktion, die während der schnellen Kontraktionsphase des Herzens aufgenommen wurden. Solche Bilder können nur bedingt für medizinische diagnostische Auswerteverfahren, wie z. B. Calcification Screening oder Perfusion Imaging, verwendet werden.

Relativ bewegungsartefaktarme CT-Bilder des Herzens können mit der sogenannten Elektronenstrahl-Computertomographie (EBT) gewonnen werden. Mit einem EBT-Gerät kann durch elektromagnetische Auslenkung eines Elektronenstrahls die Röntgenquelle masselos bewegt werden. So können signifikant kürzere Datenaufnahmezeiten und damit eine Reduzierung der Bewegungsartefakte erreicht werden. Die Kosten eines EBT-Systems liegen aber um ein Vielfaches über denen eines konventionellen CT-Gerätes. Außerdem kann die mit einem EBT erzielbare Bildqualität, abgesehen von bewegungsartefaktarmen Herzbildern, nicht mit der eines herkömmlichen Systems konkurrieren.

Konventionelle CT-Systeme der 3. und 4. Generation mit mechanischer Rotation der Röntgenquelle erreichen heute Abtastzeiten unter 1 sec. je 360°-Umlauf (Vollumlauf). Mit derartigen Systemen ist dann eine hinreichend gute Bildqualität für Herzaufnahmen zu erzielen, wenn zur Bildrekonstruktion nur die während der Ruhephase des Herzens gemessenen Daten verwendet werden.

Eine Möglichkeit zur Lösung dieser Anforderung bietet die bekannte EKG-getriggerte CT-Aufnahmetechnik. Hier dienen die R-Zacken eines mitlaufenden EKG-Signals zur Auslösung der Datenaufnahme. Die Messung eines Teil- oder Vollumlaufes startet nach Erkennung einer aufgezeichneten R-Zacke, und zwar mit einer empirisch festgelegten Verzögerungszeit zur R-Zacke. Eine ebenfalls durch das EKG gesteuerte Abschaltung der Strahlung bei Ende der Ruhephase des Herzens erfolgt nicht.

Andere Verfahren zur Erzeugung von Herz-Bildern zeichnen das EKG-Signal während der Messung auf und verwenden für die Bildrekonstruktion möglichst nur Daten aus einer bestimmten Herzphase. Die Festlegung des gewünschten Bereichs erfolgt dabei rein empirisch nach aus der Literatur bekannten Standardwerten. Dies trifft auch für bislang übliche EKG-getriggerte CT-Aufnahmetechnik zu, bei der die Verzögerungszeit ebenfalls ausschließlich empirisch festgelegt wird. Ein derartiges Verfahren ist in der DE 196 22 075 A1 beschrieben. Nachteil der Verfahren mit empirischer Festlegung der Verzögerungszeit bzw. des Bereichs des Herzzyklus, bezüglich dessen Daten genutzt werden, ist die mitunter stark unterschiedliche Korrelation von EKG-Signal und mechanischer Herzbewegung für verschiedene Patienten.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und ein Gerät der eingangs genannten Art so auszubilden,

daß die Gefahr des Auftretens von Bewegungsartefakten vermindert ist.

Gelöst wird diese Aufgabe bezüglich des Verfahrens durch die Merkmale des Patentanspruches 1.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren handelt es sich also um ein automatisches Verfahren, bei dem die aufgenommenen Meßdaten patientenspezifisch danach klassifiziert werden, ob sie brauchbar sind, d. h. während einer Ruhephase des Herzens gewonnen wurden, oder unbrauchbar sind, d. h. während einer Bewegungsphase gewonnen wurden, wobei nur während einer Ruhephase des Herzens gewonnene Meßdaten zur Bildrekonstruktion herangezogen werden. Das erfindungsgemäße Verfahren ist anwendbar für beliebige CT-Geräte der 3. oder 4. Generation mit einer oder mehreren Detektorzeilen, und zwar für normale axiale Scans als auch Spiralscans. Die entsprechend dem erfindungsgemäßen Verfahren als brauchbar klassifizierten Projektionen können für beliebig geartete Rekonstruktionsverfahren verwendet werden.

Wenn gemäß einer Variante der Erfindung zur Klassifizierung der Meßdaten das EKG-Signal des jeweiligen Patienten herangezogen wird, kann die Korrelation des EKG-Signals mit der tatsächlichen mechanischen Bewegung des Herzens zum einen mittels automatischer oder interaktiver Auswertung von Meßdaten und/oder CT-Bildern einer Referenzuntersuchung, d. h. einer Vielzahl von Test-Projektionen, und des synchron erfaßten EKG-Signals erfolgen. Auf diese Weise kann auch für EKGgetriggerte CT-Aufnahmen die patientenspezifische Verzögerung zwischen R-Zacke des EKG-Signals und Triggerzeitpunkt des Strahlers quantitativ erfaßt werden, was zu einer wesentlich verbesserten Bildgebung und einem wesentlich effizienteren Untersuchungsablauf führt.

Bezüglich des Gerätes wird die obengenannte Aufgabe durch die Merkmale des Patentanspruches 18 gelöst. Es wird also deutlich, daß im Falle des erfindungsgemäßen Gerätes für eine Bedienperson die Möglichkeit besteht, interaktiv bestimmte Bilder als bewegungsartefaktarm zu kennzeichnen.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der beigegeführten Zeichnungen näher erläutert, es zeigen:

Fig. 1 Korrelation von EKG-Signal und mechanischer Herzbewegung, wobei das EKG-Signal und die durch die relative Volumenänderung $\Delta V/V$ der Herzkammern quantifizierte mechanische Herzbewegung als Funktion der Zeit dargestellt sind,

Fig. 2 Projektionsintervalle bewegungsartefaktarmer Bilder,

Fig. 3 Parametrierung der Herzruhephase in Abhängigkeit vom RR-Intervall,

Fig. 4 Ableitung der Ruhephasen des Herzens aus RR-Abständen,

Fig. 5 Bestimmung der Herzruhephase mittels interaktiver Selektion einer bewegungsartefaktarmen Bildfolge aus der Referenzuntersuchung,

Fig. 6 Definition der Herzruhephase mittels komplementärem Datenfehlermaß σ_C ,

Fig. 7 Bildbeispiele zur automatischen Bestimmung der Herzruhephase,

Fig. 8 Ermittlung der Herzruhephase im EKG Signal mit Datenfehlermaß σ_C ,

Fig. 9 Automatische Bestimmung von Datenintervallen während der Herzruhephase ohne EKG-Signal,

Fig. 10 ein zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignetes CT-Gerät,

Fig. 11 Ablaufschema der Referenzuntersuchung zur Festlegung der Herzruhephase,

Fig. 12 Bedienmenue zu Durchführung der Referenzun-

tersuchung zur Festlegung der Herzruhephase,

Fig. 13 Bedienmenue zur Festlegung der Herzruhephase,

Fig. 14 Bedienmenue zur Festlegung der Herzruhephase mit geöffnetem Parameterfenster.

Wie aus einschlägiger Literatur hinreichend bekannt ist, besteht eine Korrelation zwischen EKG-Signal und tatsächlicher mechanischer Herzmuskelkontraktion bzw. Herzmuskelrelaxation. Meßdaten, z. B. Projektionen, die während der relativ kurzen Phasen mit besonders starker Bewegung gewonnen werden, eignen sich nicht für eine artefaktarme Bildrekonstruktion und müssen als für die Rekonstruktion unbrauchbar klassifiziert werden. Es werden daher nur solche Bilder rekonstruiert, für die als verwendbar klassifizierte Meßdaten zur Verfügung stehen, die während Phasen geringer Bewegung gewonnen werden oder wurden. Dabei kann je nach den Möglichkeiten des verwendeten CT-Gerätes sowohl axiale Rekonstruktion aus bei einem Voll- oder Teilumlauf gewonnenen Meßdaten, als auch Spiralrekonstruktion (bei ausreichender Datenabdeckung) stattfinden, und zwar für eine oder mehrere Detektorzeilen.

Die Fig. 1 zeigt die prinzipielle Korrelation von EKG-Signal und mechanischer Herzbewegung während einer Periode mit dem RR-Intervall T_{RR} . Die mechanische Herzbewegung wird quantifiziert durch die relative Volumenänderung $\Delta V/V$ der Herzkammern.

Insbesondere der von Patient zu Patient verschiedene Zeitbezug zwischen P-Welle und QRS-Komplex im EKG-Signal mit der mechanischen Kontraktion der Herzkammern nimmt Einfluß auf die Bestimmung der zur Bildberechnung brauchbaren Rekonstruktionszeitintervalle, d. h. derjenigen Zeitintervalle, aus denen die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendeten Meßdaten stammen.

Die relative Lage der mechanischen Ruhephase des Herzens in Relation zum EKG-Signal kann mittels einer Referenzuntersuchung ermittelt werden.

Aus den Meßdaten bezüglich einer geeigneten Herzschicht, die bei wenigstens einem, vorzugsweise einigen wenigen Vollumläufen der Röntgenstrahlenquelle um das Untersuchungsobjekt, die wenigstens eine, vorzugsweise einige Herzperioden überdecken, werden Bilder rekonstruiert, die kurz aufeinanderfolgenden Zeitpunkten zuzuordnen sind. Unter dem Zeitpunkt eines Bildes versteht man dabei den Zeitmittelpunkt der zur Rekonstruktion verwendeten Daten. Es wird nun angenommen, daß zu bewegungsartefaktarmen Bildern der Referenzuntersuchung nur Daten aus der Ruhephase des Herzens beigetragen haben. Dagegen weisen Bilder, die auf während der Bewegungsphase aufgenommenen Projektionen beruhen, deutliche Bewegungsartefakte auf.

Die Fig. 2 zeigt die zeitliche Zuordnung der zu verschiedenen rekonstruierten Bildern gehörigen Rekonstruktionszeitintervalle zum zeitlichen Verlauf der Relativen Volumenänderung $\Delta V/V$. Durch eine Einteilung von rekonstruierten Bildern in Bildfolgen mit geringen und stärkeren Bewegungsartefakten oder auch durch eine Analyse der Meßdaten kann das der Ruhephase des Herzens während eines Herzzyklus entsprechende Zeitintervall bestimmt werden. Beispielsweise kann aus einer Referenzuntersuchung die Lage der Ruhephase des Herzens relativ zum EKG-Signal abgeschätzt werden, indem durch die Auswahl einer bewegungsartefaktarmen Bildfolge innerhalb der Referenzuntersuchung ein Zeitintervall bestimmt wird, während dessen Projektionen in der Ruhephase des Herzens gewonnen wurden.

Die Referenzuntersuchung kann übrigens bei reduzierter Dosis erfolgen.

Eine noch zu erläuternde automatisierte Zuordnung der Meßdaten zur Ruhephase und zur Bewegungsphase des

Herzens bietet darüber hinaus die Möglichkeit der gezielten, retrospektiven Rekonstruktion von Bildern in der Ruhephase des Herzens ohne parallel aufgezeichnetes EKG-Signal.

Gemäß Fig. 3 liegt die Ruhephase des Herzens in einem zusammenhängendem Zeitintervall $[T_1, T_2]$ der Länge $\Delta T = T_2 - T_1$ zwischen zwei R-Zacken des EKG-Signals. Die relative Lage der Ruhephase des Herzens in dem jeweiligen RR-Intervall T_{RR} , d. h. in dem durch die den zu den Zeitpunkten T_{R1} und T_{R2} aufgezeichneten R-Impulse begrenzten Herzzyklus, kann durch zwei Konstanten C_1 und C_2 beschrieben werden, und zwar gilt:

$$T_1 = T_{R1} + C_1 T_{RR}, T_2 = T_1 + C_2 T_{RR}. \quad (1)$$

Die Konstanten C_1 und C_2 , bei denen es sich um Bruchteile der Dauer des jeweiligen RR-Intervalls handelt, sind patientenspezifisch und müssen aus der Referenzuntersuchung mit geeigneter quantitativer Auswertung vor der eigentlichen Untersuchung bestimmt werden. Für die eigentliche Untersuchung werden C_1 und C_2 als konstant angenommen. Lage und Dauer der Ruhephase des Herzens können dann zu jeder Zeit aus der Dauer des aktuell vorliegenden RR-Intervalls T_{RR} abgeleitet werden. Fig. 4 veranschaulicht dieses Vorgehensweise am Beispiel von RR-Intervallen variabler Dauer.

Eine weitere Möglichkeit der Ermittlung der Ruhephase des Herzens relativ zum EKG-Signal besteht in der interaktiven Auswahl von Bildfolgen der Referenzuntersuchung mit wenig Bewegungsartefakten durch eine Bedienperson. Dabei werden Bilder aus den Daten der gesamten Referenzuntersuchung, z. B. mittels Teilumlaufrekonstruktion, an kurz aufeinanderfolgenden Zeitpunkten $T_B = i\Delta T_B$ berechnet. Zu einem Bild zum Zeitpunkt T_B tragen Meßdaten aus dem jeweiligen Rekonstruktionszeitintervall $[T_B - \Delta T_R, T_B + \Delta T_R]$ bei. Eine Bildfolge mit wenig Bewegungsartefakten im Zeitintervall $[T_{B1}, T_{B2}]$ definiert die Ruhephase des Herzens dann für das aktuelle RR-Intervall im Zeitintervall $[T_{B1} - \Delta T_R, T_{B2} + \Delta T_R]$. Auch auf diese Weise lassen sich dann, wie Fig. 5 verdeutlicht, die Konstanten C_1 und C_2 bestimmen.

Neben dem Verfahren mit interaktiver Bildauswahl kann eine Festlegung der Ruhephase des Herzens mit den Parametern C_1 und C_2 durch automatische Analyse der rekonstruierten Referenzbilder oder der Meßdaten erfolgen.

Eine solche automatische Analyse kann beispielsweise als Vergleich komplementärer Projektionen in Parallelgeometrie durchgeführt werden. Komplementäre Parallelprojektionen gehören zu um 180° versetzten Projektionswinkeln. Da heutige CT-Geräte in der Regel Fächerprojektionen aufnehmen, müssen aus diesen die Parallelprojektionen erst durch geeignete Interpolations- und Umsortierungsvorschriften, beispielsweise das bekannte Rebinning, erzeugt werden. Eine Parallelprojektion setzt sich dann aus Meßwerten von zu verschiedenen Zeitpunkten gemessenen Fächerprojektionen zusammen. Als Meßzeitpunkt einer Parallelprojektion kann man dann beispielsweise den Meßzeitpunkt ihres Zentralkanals definieren. Im Falle eines stationären Objektes gilt bei symmetrischem Detektor mit einer der Anzahl der Meßkanäle entsprechenden Anzahl von in einer Zeile angeordneten Detektorelementen für komplementäre Parallelprojektionen $P(n, k)$ der Symmetriesatz.

$$P(N+n, K-k-1) = P(n, k) \quad (n = 0(1)(N-1), k = 0(1)(K-1)) \quad (2)$$

Dabei sind:

n: Projektionsnummer,

k: Kanalnummer (fortlaufende Numerierung der Detektorelemente, wobei der Zentralkanal der mittlere Kanal ist)
 N: Anzahl der pro 180°-Umlaufwinkel gemessenen Parallelprojektionen, und
 K: Anzahl Kanäle pro Parallelprojektion.

Bei einem unbewegten Objekt ist somit die Differenz $P(N+n, K-k-1) - P(n, k)$ gleich 0. Die Abweichung der Differenz von 0 ist somit ein Maß für die Bewegung des gemessenen Objekts in der Zeit $T_{ROT}/2$ (halbe Umlaufzeit der Strahlungsquelle) während eines Halbumlaufs zwischen den Projektionen n und $n+N$. Eine geeignete Maßzahl ist z. B. die Summe der absoluten Abweichungen der komplementären Parallelprojektionen $\sigma_C(n)$ mit:

$$\sigma_C(n) = \text{SUM}_{(k=K_a(1)K_e)} \{ \text{ABS}[P(N+n, K-k-1) - P(n, k)] \} \quad (3)$$

Anfangs- und Endkanal K_a und K_e bestimmen einen Innenbereich des Meßfelds, in dem das Herz erwartungsgemäß aufgenommen wird.

Liegt das Fehlermaß $\sigma_C(n)$ für eine Parallelprojektion n unterhalb eines bestimmten Schwellwerts $\sigma_{C,S}$, so kann davon ausgegangen werden, daß die Projektionen $[n, n+N]$ während der Ruhephase des Herzens aufgenommen wurden.

Die Fig. 6 zeigt beispielhaft den Verlauf des komplementären Fehlermaßes $\sigma_C(n)$ für 500 Parallelprojektionen mit $N = 528$ als Funktion der Startprojektion. Durch Anwendung eines Schwellwerts $\sigma_{C,S}$ wird ein zusammenhängendes Projektionsintervall $[N_1, N_2]$ ($\approx [185, 440]$) identifiziert, das die Ruhephase des Herzens in einem Zeitintervall definiert, das dem Zeitintervall entspricht, in dem die Projektionen im Intervall $n \in [N_1, N_2+N]$ aufgenommen wurden.

In der Fig. 7 finden sich Bilder 1 bis 4, die mit den in der Fig. 6 markierten Startprojektionen $N_{0,i}$ ($i = 1(1)4$) aus den Projektionen $n \in [N_{0,i}, N_{0,i}+N-1]$ rekonstruiert wurden. Die Bilder demonstrieren die signifikante Korrelation des eingeführten Fehlermaßes $\sigma_C(n)$ mit dem Ausmaß der Bewegungsartefakte. Bild 1 und Bild 2 zeigen deutliche Doppelkonturen der Herzkammern, während Bild 3 und Bild 4 kaum Bewegungsartefakte aufweisen.

Aus dem Projektionsintervall $[N_1, N_2]$ kann nun die in Fig. 8 durch Schraffur gekennzeichnete Ruhephase des Herzens aus dem Projektionsintervall $n \in [N_1, N_2+N]$ im Zeitintervall $[T_1, T_2] = [T(N_1), T(N_2+N)]$ definiert werden. Zur Parametrierung werden wieder die Konstanten C_1 und C_2 gemäß (1) genutzt.

Abgesehen von der automatischen Analyse komplementärer Daten ist im Rahmen der Erfindung auch eine automatische Auswertung von rekonstruierten Bilder möglich. Weisen z. B. die Differenzen zeitlich aufeinanderfolgender Bilder ein vernachlässigbares Maß an Strichartefakten oder Doppelkonturen auf, können diese Bilder einer Ruhephase des Herzens zugeordnet werden. Eine ununterbrochene Folge von so als Bewegungsartefaktarm bewerteten Bilder legt dann eine Ruhephase des Herzens fest.

Auf eine EKG-Aufzeichnung während der Untersuchung kann auch ganz verzichtet werden, wenn eine automatische Bestimmung von in der Ruhephase des Herzens liegenden Projektionsintervallen, z. B. mittels komplementärer Datenanalyse, erfolgt. Die Referenzuntersuchung beschränkt sich dann auf die Aufnahme einer geeigneten Schicht des Herzens und die Selektion eines geeigneten Objektausschnitts dieser Aufnahme, bezüglich derer die automatische Bestimmung von in der Ruhephase des Herzens liegenden Projektionsintervallen erfolgt. Während der Untersuchung wird dazu das komplementäre Fehlermaß $\sigma_C(t)$ "online" berechnet. In Fig. 9 ist für einen denkbaren Verlauf des komplementären Fehlermaßes $\sigma_C(t)$ veranschaulicht, wie durch Anwendung eines Schwellwerts $\sigma_{C,S}$ die Bereiche geringer

Bewegung identifiziert werden, aus denen in der Ruhephase des Herzens liegende Projektionsintervalle abgeleitet werden können, zu denen wie bereits erläutert jeweils noch die halbe Umlaufzeit $T_{ROT}/2$ zu addieren ist. Alle Projektionen, die in diesen Ruhephasen des Herzens gemessen wurden, können damit zur Bewegungsartefaktarmen Rekonstruktion verwendet werden.

Die Ruhephasen des Herzens sind in der Fig. 9 mit R gekennzeichnet und die Bewegungsphasen mit B.

In Fig. 10 ist schematisch ein CT-Gerät zur Durchführung der erläuterten Verfahren dargestellt.

Das CT-Gerät weist eine Meßeinheit aus einer Röntgenstrahlenquelle 1, die ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 aussendet, und einem Detektor 3 auf, welcher aus einer oder mehreren in z-Richtung aufeinanderfolgenden Zeilen von Einzeldetektoren, z. B. jeweils 512 Einzeldetektoren, zusammengesetzt ist. Der Fokus der Röntgenstrahlenquelle 1, von der das Röntgenstrahlenbündel 2 ausgeht, ist mit 4 bezeichnet. Das Untersuchungsobjekt, im Falle des dargestellten Ausführungsbeispiels ein menschlicher Patient 5, liegt auf einem Lagerungstisch 6, der sich durch die Meßöffnung 7 einer Gantry 8 erstreckt.

An der Gantry 8 sind die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Detektor 3 einander gegenüberliegend angebracht. Die Gantry 8 ist um die mit z bezeichnete z-Achse des CT-Geräts, die die Systemachse darstellt, drehbar gelagert und wird zur Abtastung des Patienten 5 in α -Richtung in Richtung des mit α bezeichneten Pfeiles um die z-Achse gedreht, und zwar um einen Winkel, der wenigstens gleich $180^\circ(\pi)$ plus Fächerwinkel (Öffnungswinkel des fächerförmigen Röntgenstrahlenbündels 2) beträgt. Dabei erfaßt das von der mittels einer Generatoreinrichtung 9 betriebenen Röntgenstrahlenquelle 1 ausgehende Röntgenstrahlenbündel 2 ein Meßfeld 10 kreisförmigen Querschnitts. Der Fokus 4 der Röntgenstrahlenquelle 1 bewegt sich auf einer um das auf der z-Achse liegende Drehzentrum kreisförmig gekrümmten Fokusbahn 15.

Bei vorbestimmten Winkelpositionen der Meßeinheit 1, 3, den sogenannten Projektionswinkeln, werden Meßwerte in Form sogenannter Projektionen aufgenommen, wobei die entsprechenden Meßdaten von dem Detektor 3 zu einer elektronischen Recheneinrichtung 11 gelangen, welche aus den den Projektionen entsprechenden Folgen von Meßpunkten die Schwächungskoeffizienten der Bildpunkte einer Bildpunktmatrix rekonstruiert und diese auf einem Sichtgerät 12 bildlich wiedergibt, auf dem somit Bilder der von den Projektionen erfaßten Schichten des Patienten 5 erscheinen.

Jede Projektion $P(n, k)$ trägt eine Projektionsnummer n und ist durch diese einer bestimmten Winkelposition, d. h. einem Projektionswinkel, zugeordnet und umfaßt eine der Anzahl der Detektorelemente, d. h. der Kanalzahl K , entsprechende Anzahl von Meßpunkten, denen jeweils der entsprechende Meßwert zugeordnet ist, wobei die jeweilige Kanalnummer k angibt, von welchem der fortlaufende Kanalnummern k_1 bis k_K tragenden Detektorelemente der jeweilige Meßwert stammt, und wobei der Zentralkanal dem mittleren Detektorelement einer Reihe von Detektorelementen entspricht.

Wenn der Detektor 3 mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweist, können bei Bedarf mehrere Schichten des Patienten 5 gleichzeitig aufgenommen werden, wobei dann pro Projektionswinkel eine der Anzahl der aktiven Detektorzeilen entsprechende Anzahl von Projektionen aufgenommen wird.

Wenn der der Gantry 8 zugeordnete Antrieb 13 nicht nur für einen Teil- oder Vollumlauf der Gantry 8 ausreicht, sondern dazu geeignet ist, die Gantry 8 kontinuierlich rotieren zu lassen, und außerdem ein weiterer Antrieb vorgesehen

ist, der eine Relativverschiebung des Lagerungstisches 6 und damit des Untersuchungsobjektes 5 einerseits und der Gantry 8 mit der Meßeinheit 1, 3 andererseits in z-Richtung ermöglicht, können auch sogenannte Spiralscans durchgeführt werden.

Zur Durchführung von Untersuchungen des Herzens oder herznaher, im Rhythmus der Herzaktion bewegter Bereiche des Körpers des Patienten 5 weist das CT-Gerät gemäß Fig. 1 außerdem einen an sich bekannten Elektrokardiographen 17 auf, der über Elektroden, von denen eine in Fig. 1 dargestellt und mit 18 bezeichnet ist, mit dem Patienten 5 verbunden werden kann und zur Erfassung des EKG-Signals des Untersuchungsobjektes parallel zu der Untersuchung mittels des CT-Gerätes dient. Dem EKG-Signal entsprechende vorzugsweise digitale Daten sind der zugeführt.

Die Elektroden des Elektrokardiographen 17 sind nach Möglichkeit derart am Körper des Patienten 5 angebracht, daß sie die Untersuchung des Patienten 5 nicht beeinträchtigen.

An die elektronische Recheneinrichtung 11 sind eine Tastatur 19 und eine Mouse 20 angeschlossen, die die Bedienung des CT-Gerätes ermöglichen. Außerdem ist an die elektronische Recheneinrichtung 11 ein weiterer Monitor 21 angeschlossen, auf dem noch näher zu erläuternde, in den Fig. 12 bis 14 veranschaulichte Bedienmenues dargestellt werden.

Die Fig. 11 zeigt beispielhaft einen Überblick über den Ablauf einer Referenzuntersuchung wie sie mit dem CT-Gerät gemäß Fig. 10 vor der eigentlichen Untersuchung, d. h. der Hauptuntersuchung, zur Ermittlung der Konstanten C_1 und C_2 zur Definition der Ruhephasen des Herzens anhand des EKG-Signals bei kombinierter automatischer und/oder interaktiver Auswertung durchgeführt wird.

Die Fig. 12 bis 14 zeigen die entsprechenden, nach Art einer an sich bekannten graphischen Benutzeroberfläche beispielsweise mittels der Mouse 20 bedienbaren bei der Durchführung der Referenzuntersuchung auf dem Bildschirm des Monitors 14 erscheinenden Bedienmenues, deren Funktionalität im folgenden beschrieben wird:

Nach Aufnahme der Test-Projektionen werden in einem groben Zeitraster (z. B. 0,5 s) Schnittbilder des im Meßfeld 10 befindlichen Bereiches des Patienten P rekonstruiert. Diese Bilder werden im linken, oberen Bereich 21 des in der Fig. 12 veranschaulichten ersten Bedienmenues dargestellt. Durch Betätigung von Buttons 22, 23 besteht die Möglichkeit, verschiedene Teilungen des Bereiches 21 zu wählen, beispielsweise die Teilung 1×1 oder die Teilung 2×2 . Im ersten Fall wird wie in Fig. 12 veranschaulicht ein den gesamten Bereich 21 ausfüllendes Bild dargestellt, während im zweiten Fall in zwei Zeilen und Spalten vier entsprechend verkleinerte Bilder dargestellt würden. Außerdem ist ein Selektionsfeld 24 vorhanden, mittels dessen das grobe Zeitraster, in dem die Referenzbilder rekonstruiert werden, einstellbar ist.

Für die automatische Bestimmung der Stärke der in den Referenzbildern vorhandenen Bewegungsartefakte besteht die Möglichkeit, mit einer sogenannten Region of Interest (ROI) 25, die z. B. kreisförmig oder wie in Fig. 12 dargestellt rechteckig sein kann, das relevante Bildfeld auszuwählen.

Die ROI 25 ist z. B. mittels der Mouse 20 oder eines nicht dargestellten anderen geeigneten Eingabemittels in Lage und Größe veränderbar.

In dem Selektionsfeld 16 wird das normalerweise feinere Zeitraster eingestellt, in dem die Rekonstruktion der der bildorientierten und/oder automatischen Bestimmung der Ruhephase des Herzens zugrundeliegenden Bilder erfolgt.

Im rechten Bereich des ersten Bedienmenues wird das

mittels des Elektrokardiographen 17 gewonnene EKG-Signal 26 als Funktion der Zeit t dargestellt. Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels erfolgt dies in zwei übereinander angeordneten, zeitlich aneinander anschließenden Abschnitten, die insgesamt zwei Sekunden überstreichen.

Das Rekonstruktionszeitintervall, in dem Test-Bilder rekonstruiert werden sollen, wird z. B. interaktiv durch Einfügen einer Startmarkierung 27 und einer Endmarkierung 28 in das EKG-Signal 26 festgelegt. Start- und Endmarkierung 27 bzw. 28 können mittels des Selektionsfeldes 9 den jeweiligen Bedürfnissen entsprechend verschoben werden, wobei die Lage der Startmarkierung 27 dem Zeitpunkt t_{MIN} und die Lage der Endmarkierung 28 dem Zeitpunkt t_{MAX} entspricht.

Falls der angebotene Darstellungsbereich des EKG-Signals 26 ungeeignet ist, kann dieser mit Hilfe des Selektionsfeldes 30 verschoben werden. Dabei entspricht der Zeitpunkt t_{START} dem Beginn des dargestellten Abschnittes des EKG-Signals 26 und der Zeitpunkt t_{END} dem Ende des dargestellten Abschnittes des EKG-Signals 26. Eine Strichmarke auf einer dem Selektionsfeld 30 gehörigen Skala zeigt die Mitte des dargestellten Abschnittes des EKG-Signals 26 an.

Mittels der mit 31 und 32 bezeichneten Buttons ist es möglich, das der automatische Bestimmung der Ruhephase des Herzens zugrundeliegende Verfahren zu wählen. Wird der mit Auto/Data bezeichnete Button 31 betätigt, erfolgt die automatische Bestimmung auf Basis des beschriebenen Vergleichs komplementärer Parallelprojektionen. Wird dagegen der mit Auto/Image bezeichnete Button 32 betätigt, erfolgt die automatische Bestimmung der Ruhephase des Herzens auf Basis der beschriebenen automatischen Detektion von Bewegungsartefakten.

Die Betätigung des mit RECON bezeichneten Buttons 33 startet die Rekonstruktion der Test-Bilder in dem mittels des Selektionsfeldes 29 vorgegebenen Rekonstruktionszeitintervall und in dem mittels des Selektionsfeldes 16 vorgegebenen Zeitraster sowie die automatische Bestimmung der Herzruhephase nach dem mittels der Buttons 31 und 32 selektierten Verfahren.

Im Anschluß hieran erscheint das Bedienmenue gemäß Fig. 13.

Dieses zeigt in einem der Bilddarstellung dienenden Bereich 34 die rekonstruierten Test-Bilder an. Gezeigt wird jeweils nur der der ROI 25 entsprechende Bildausschnitt, und zwar mit einer mittels der Buttons 35 bis 38 wählbaren Unterteilung des Bereiches 34 in 1×1 bis 4×4 Test-Bilder.

Diejenigen Test-Bilder, die bei der automatischen Ermittlung der Ruhephase des Herzens der Ruhephase zugeordnet wurden, sind mit einer Umrandung markiert.

Mittels des Selektionsfeldes 39 kann das Zeitintervall, aus dem die im Bereich 34 angezeigten Test-Bilder stammen, verändert werden, wobei t_{MIN} den Anfangszeitpunkt und t_{MAX} den Endzeitpunkt des durch die Darstellung von Test-Bildern abgedeckten Zeitintervalls darstellt, wobei eine Strichmarke auf einer zu dem Selektionsfeld 39 gehörigen Skala die Mitte dieses Zeitintervalls anzeigt.

Im oberen rechten Bereich des zweiten Bedienmenues ist das durch die Darstellung von Test-Bildern abgedeckte Zeitintervall entsprechende Abschnitt des EKG-Signals 26 dargestellt. Dabei besteht die Möglichkeit, wie in Fig. 13 dargestellt, eine entsprechende Anfangs- und Schlußmarke 41 bzw. 42 in die EKG-Darstellung einzublenden. Außerdem ist in die Darstellung des EKG-Signals 26 die automatisch ermittelte Ruhephase 43 mittels entsprechender Start- und Endmarken 44 bzw. 45 eingeblendet.

Darunter wird für den Fall, daß die automatische Bestimmung der Ruhephase des Herzens durch Vergleich komplementärer Parallelprojektionen erfolgte, für das der Darstel-

lung des EKG-Signals 26 entsprechende Zeitintervall der Verlauf des komplementären Fehlermaßes σ_C als Funktion der Zeit t. Außerdem ist analog zur Darstellung des EKG-Signals 26 die Ruhephase 43 mit der Start- und Endmarke 44 bzw. 45 eingeblendet.

Wird der mit PARAMETER DETAILS bezeichnete Button 47 betätigt, werden in einem ansonsten mit dem Bedienmenue gemäß Fig. 13 übereinstimmenden Bedienmenue, das in Fig. 14 dargestellt ist, in einem Parameterfenster 49 die aktuell ermittelten Konstanten C_1 und C_2 zur Definition der Ruhephase des Herzens innerhalb beliebiger RR-Intervalle sowie deren Berechnungsgrundlage, d. h. die Werte für ΔT , T_{RR} und T_1 , angezeigt. Durch Betätigung des mit CLOSE bezeichneten Buttons 48 schließt sich das Parameterfenster 49, d. h. das Bedienmenue gemäß Fig. 13 erscheint wieder.

Die Funktionalität der in den Fig. 12 bis 14 dargestellten Bedienmenues ist also derart, daß sich einer Bedienperson die Möglichkeit bietet, die automatisch bestimmte Lage der Ruhephase des Herzens interaktiv zu beeinflussen und erforderlichenfalls zu korrigieren, und zwar sowohl durch Eingriffe in dem Darstellung von Test-Bildern dienenden Bereich 34 als auch in der Darstellung des EKG-Signals 26 und in der Darstellung des komplementären Fehlermaßes 46. Die genannten Bereiche der Bedienmenues sind zu diesem Zweck logisch gekoppelt.

Im Bereich 34 ist die Selektion und Deselektion von Test-Bildern, z. B. mittels der Mouse 20, möglich. Die mit Umrandung markierten, selektierten Test-Bilder werden der Herzruhephase zugeordnet. Der Definitionsbereich der Ruhephase des Herzens wird durch entsprechende automatische Verschiebung der Start- und Endmarken 44 und 45 in der Darstellung des EKG-Signals 26 und des komplementären Fehlermaßes 46 angepaßt und die in dem Parameterfenster 49 angezeigten Werte werden entsprechend verändert bzw. neu berechnet. Wird das im Bereich 34 durch Test-Bilder veranschaulichte Zeitintervall modifiziert, ändern sich in der Darstellung des EKG-Signals 26 und des komplementären Fehlermaßes 46 die Zeitachsen und die Lagen der Start- und Schlußmarke 41 und 42 bzw. der Start- und Endmarke 44 und 45 entsprechend.

Umgekehrt können in der Darstellung des EKG-Signals 26 und des komplementären Fehlermaßes 46 sowohl der im Bereich 34 durch Test-Bilder veranschaulichte Zeitraum als auch die Ruhephase 43 hinsichtlich Dauer und Lage interaktiv verändert werden, und zwar durch Verschiebung der Start- und Schlußmarke 41 und 42 bzw. der Start- und Endmarke 44 und 45. Die Auswahl der im Bereich 34 dargestellten Bilder und die Markierung von in der Ruhephase des Herzens liegenden Test-Bildern wird dann entsprechend angepaßt.

Ist die Bedienperson mit der Definition der Ruhephase des Herzens einverstanden, können die berechneten Konstanten C_1 und C_2 für die folgende eigentliche Untersuchung durch Betätigen des mit ACCEPT bezeichneten Buttons 24 übernommen werden. Es öffnet sich dann ein weiteres nicht dargestelltes, herkömmliches Bedienmenue für Einstellung der Betriebsparameter für die eigentliche Untersuchung.

Könnte bei der Definition der Ruhephase des Herzens kein befriedigendes Ergebnis erzielt werden, kann die Bedienperson durch Betätigung des mit NEW bezeichneten Buttons 25 zu dem in Fig. 12 veranschaulichten Bedienmenue zurückkehren und geänderte Werte wählen, auf deren Basis in der zuvor beschriebenen Weise eine erneute Bestimmung der Ruhephase des Herzens erfolgt.

Für den Fall, daß die Ermittlung der Ruhephase des Herzens ohne Erfassung des EKG des Patienten erfolgt, beschränkt sich das zur Bestimmung der Ruhephase des Her-

zens erforderliche Bedienmenue auf die Darstellung eines Referenzbildes, indem die für die automatische Bestimmung der Ruhephase des Herzens erforderliche ROI markiert werden kann, d. h., das Bedienmenue entspricht im wesentlichen dem in Fig. 12 dargestellten Bereich 21. Die eigentliche Untersuchung kann direkt anschließend an die Auswahl einer ROI gestartet werden.

Im Falle des vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiels handelt es sich bei dem zur Anwendung kommenden CT-Gerät um ein Gerät der dritten Generation. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit Geräten der vierten Generation Anwendung finden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines mit Ruhe- oder Bewegungsphasen periodisch bewegten Körperbereiches mittels eines CT-Gerätes mit einer zur Erzeugung der CT-Bilder um den Körper des zu untersuchenden Lebewesens bewegten Röntgenstrahlenquelle, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- a) Aufnehmen einer Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewegung des Körperbereiches ist,
- b) Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase gewonnen wurden, und
- c) Verwenden nur solcher Daten zur Bildrekonstruktion, welche während einer Ruhephase gewonnen wurden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Analyse der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase gewonnen wurden, derart erfolgt, daß die Abweichung $\sigma_C(n)$ komplementärer Parallelprojektionen voneinander ermittelt wird, wobei solche Parallelprojektionen als während einer Ruhephase gewonnene Daten gelten, bei denen die Abweichung $\sigma_C(n)$ einen oberen Grenzwert $\sigma_{C,S}$ nicht übersteigt.

3. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Analyse der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase gewonnen wurden, durch folgende Verfahrensschritte erfolgt:

- Rekonstruieren von Test-Bildern aus der Vielzahl von Projektionen,
- Überprüfen der Test-Bilder auf das Vorhandensein von Bewegungsartefakten, und
- Identifizieren wenigstens eines nutzbaren Zeitintervalls, während dessen die Stärke der Bewegungsartefakte in einer Anzahl von aufeinanderfolgenden Test-Bildern einen oberen Grenzwert nicht übersteigt,

wobei solche Projektionen als während einer Ruhephase gewonnene Daten gelten, die innerhalb des nutzbaren Zeitintervalls aufgenommen wurden.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, bei dem zur Bildrekonstruktion diejenigen Daten als während einer Ruhephase gewonnen zur Bildrekonstruktion herangezogen werden, die als während einer Ruhephase gewonnen gelten.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4 zur Erzeugung von CT-Bildern des Herzens und/oder eines im Herzrhythmus bewegten Körperbereiches, bei dem während der Aufnahme der Projektionen das EKG des

Lebewesens erfaßt wird, bei dem anhand derjenigen Daten, die als während einer Ruhephase gewonnen gelten, wenigstens ein jeweils zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken des EKG liegendes nutzbares Zeitintervall identifiziert wird, wobei solche Daten als während einer Ruhephase gewonnen zur Bildrekonstruktion herangezogen werden, welche während des nutzbaren Zeitintervalls gewonnen wurden.

6. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Analyse der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase gewonnen wurden, die Verfahrensschritte umfaßt, daß

- vor der Aufnahme der Vielzahl von Projektionen eine Vielzahl von Test-Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewegung des Körperbereichs ist, unter gleichzeitiger Erfassung des Elektrokardiogramms (EKG) des Patienten, aufgenommen wird
- die Abweichungen $\sigma_C(n)$ komplementärer Test-Parallelprojektionen voneinander ermittelt werden,
- wenigstens ein jeweils zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken des EKG liegendes nutzbares Zeitintervall identifiziert wird, während dessen die Abweichungen $\sigma_C(n)$ einen oberen Grenzwert $\sigma_{C,S}$ nicht übersteigen,
- Erfassung des EKG des Patienten während der Aufnahme der Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen und Herstellen einer zeitlichen Zuordnung der aufgenommenen Projektionen zu dem EKG, und

e) Verwenden nur solcher Parallelprojektionen als während einer Ruhephase gewonnene Daten zur Bildrekonstruktion, die jeweils während des nutzbaren Zeitintervalls aufgenommen wurden.

7. Verfahren nach Anspruch 2 oder 6, bei dem als Abweichung das Datenfehlermaß $ac(n)$ nach der Gleichung

$$\sigma_C(n) = \text{SUM}_{(k=K_A(1)K_E)} \{ \text{ABS}[P(N+n, K-k-1) - P(n, k)] \}$$

berechnet wird, wobei gilt:

$P(n, k)$: Parallelprojektionen

n : Projektionsnummer,

k : Kanalnummer,

N : Anzahl Parallelprojektionen pro 180° Umlauf,

K : Anzahl Kanäle pro Parallelprojektion.

K_A : Anfangskanal

K_E : Endkanal.

8. Verfahren nach Anspruch 2, 6 oder 7, bei dem der Vergleich komplementärer Parallelprojektionen nur für einen interessierenden Bildbereich durchgeführt wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem vor Aufnehmen einer Vielzahl von Test-Projektionen bzw. von der Bilderzeugung dienenden Projektionen ein Referenzbild zur Ermittlung des interessierenden Bildbereichs erzeugt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 2 oder einem der Ansprüche 6 bis 9, bei dem als Vielzahl von Test-Projektionen bzw. von der Bilderzeugung dienenden Projektionen Fächerprojektionen aufgenommen werden und die Parallelprojektionen durch Umsortieren und Uminterpolieren von den Fächerprojektionen entsprechenden Daten gewonnen werden.

11. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Analyse der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin,

ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase gewonnen wurden, die folgende Verfahrensschritte umfaßt:

- vor der Aufnahme der Vielzahl von Projektionen wird eine Vielzahl von Test-Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewegung des Körperbereichs ist, unter gleichzeitiger Erfassung des Elektrokardiogramms (EKG) des Patienten, aufgenommen,
- es werden Test-Bilder aus den Test-Projektionen rekonstruiert,
- die Test-Bilder werden auf das Vorhandensein von Bewegungsartefakten überprüft, und
- es wird wenigstens ein jeweils zwischen aufeinanderfolgenden R-Zacken des EKG liegendes nutzbares Zeitintervall identifiziert, während dessen die Stärke der Bewegungsartefakte in einer Anzahl von aufeinanderfolgenden Test-Bildern einen oberen Grenzwert nicht übersteigt, und
- aus der Vielzahl der der Bilderzeugung dienenden Projektionen werden Bilder rekonstruiert und unter Berücksichtigung des EKG diejenigen Bilder ermittelt, die auf Grund von Daten rekonstruiert wurden, die innerhalb des nutzbaren Zeitintervalls gewonnen wurden.

12. Verfahren nach Anspruch 2, 3 oder 11, bei dem bei der Überprüfung der Test-Bilder auf das Vorhandensein von Bewegungsartefakten Strichartefakte und/oder Doppelkonturen als Hinweis auf Bewegungsartefakte berücksichtigt werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 2, 3, 11 oder 12, bei dem die Überprüfung der Test-Bilder auf das Vorhandensein von Bewegungsartefakten anhand von durch Subtraktion aufeinanderfolgender Bilder gewonnener Differenzbilder erfolgt.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 2, 3 oder 11 bis 13, bei dem die Rekonstruktion der Test-Bilder mit verringerter Rechenleistung und/oder Auflösung und/oder als Teilumlaufrekonstruktion erfolgt.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 2, 3 oder 11 bis 14, bei dem die Überprüfung der Test-Bilder auf das Vorhandensein von Bewegungsartefakten nur für einen interessierenden Bildbereich durchgeführt wird.

16. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem aus den Test-Projektionen ein Referenzbild zur Ermittlung des interessierenden Bildbereichs erzeugt wird.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 16, bei dem als nutzbares Zeitintervall ein Zeitintervall identifiziert wird, das jeweils einen vorgegebenen ersten Bruchteil der jeweiligen Herzperiode nach der den jeweiligen Herzzyklus einleitenden R-Zacke beginnt und eine Dauer aufweist, die gleich einem zweiten vorbestimmten Bruchteil der jeweiligen Herzperiode ist.

18. CT-Gerät mit einer Röntgenstrahlenquelle, die sich um ein zu untersuchendes Objekt bewegt, welches, wobei das CT-Gerät in einer ersten und einer zweiten Betriebsart derart betreibbar ist,

daß das CT-Gerät in der ersten Betriebsart

- während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewegung des Körperbereichs ist, unter gleichzeitiger Aufzeichnung des Elektrokardiogramms (EKG) des Patienten eine Vielzahl von Projektionen aufnimmt, und
- Test-Bilder aus den Projektionen rekonstruiert,

- wobei das CT-Gerät Mittel zur Anzeige der
Test-Bilder und Eingabemittel aufweist, mittels
derer Test-Bilder als bewegungsartefaktarm ge-
kennzeichnet werden können, und wobei das CT-
Gerät auf Basis der als bewegungsartefaktarm 5
identifizierten Test-Bilder wenigstens ein nutzba-
ren Zeitintervalls identifiziert, innerhalb dessen
Daten während einer Ruhephase aufgenommen
werden können,
- und daß das CT-Gerät in der zweiten Betriebsart 10
– der Bilderzeugung dienende Daten aufnimmt
und
– nur solche Daten zur Bildrekonstruktion heran-
zieht, die während einer Ruhephase aufgenom-
men wurden. 15

Hierzu 14 Seite(n) Zeichnungen

20

25

30

35

40

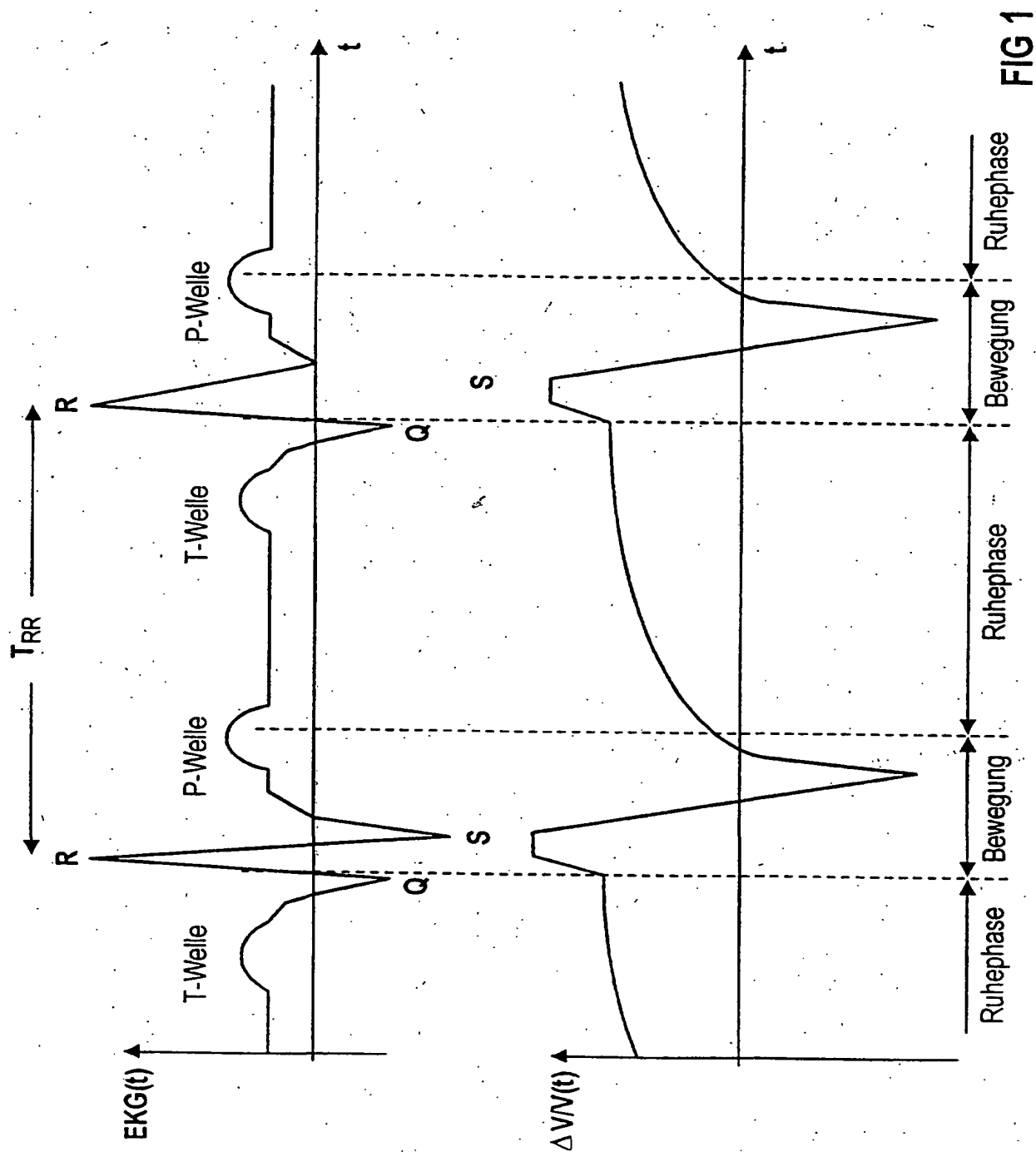
45

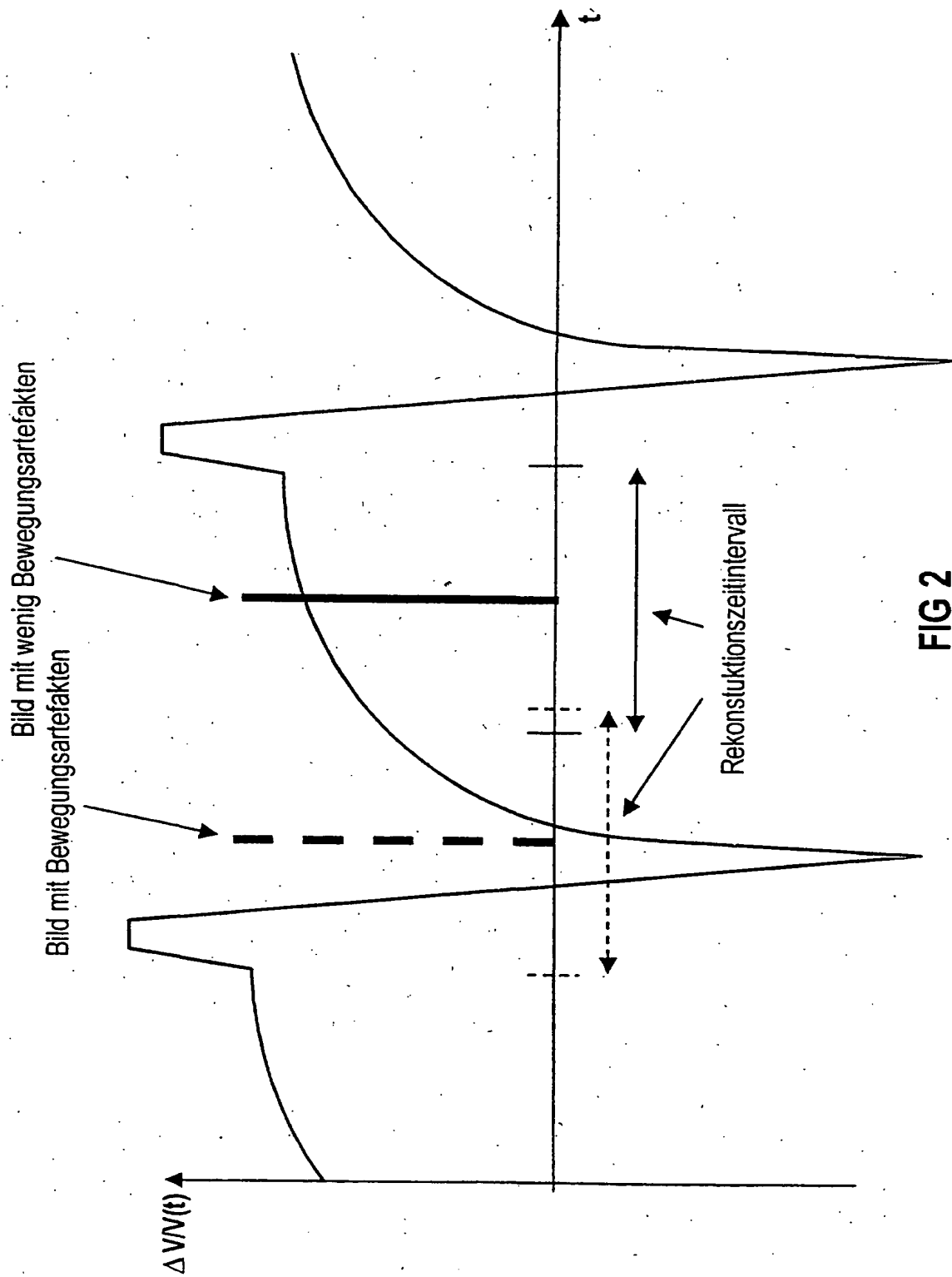
50

55

60

65





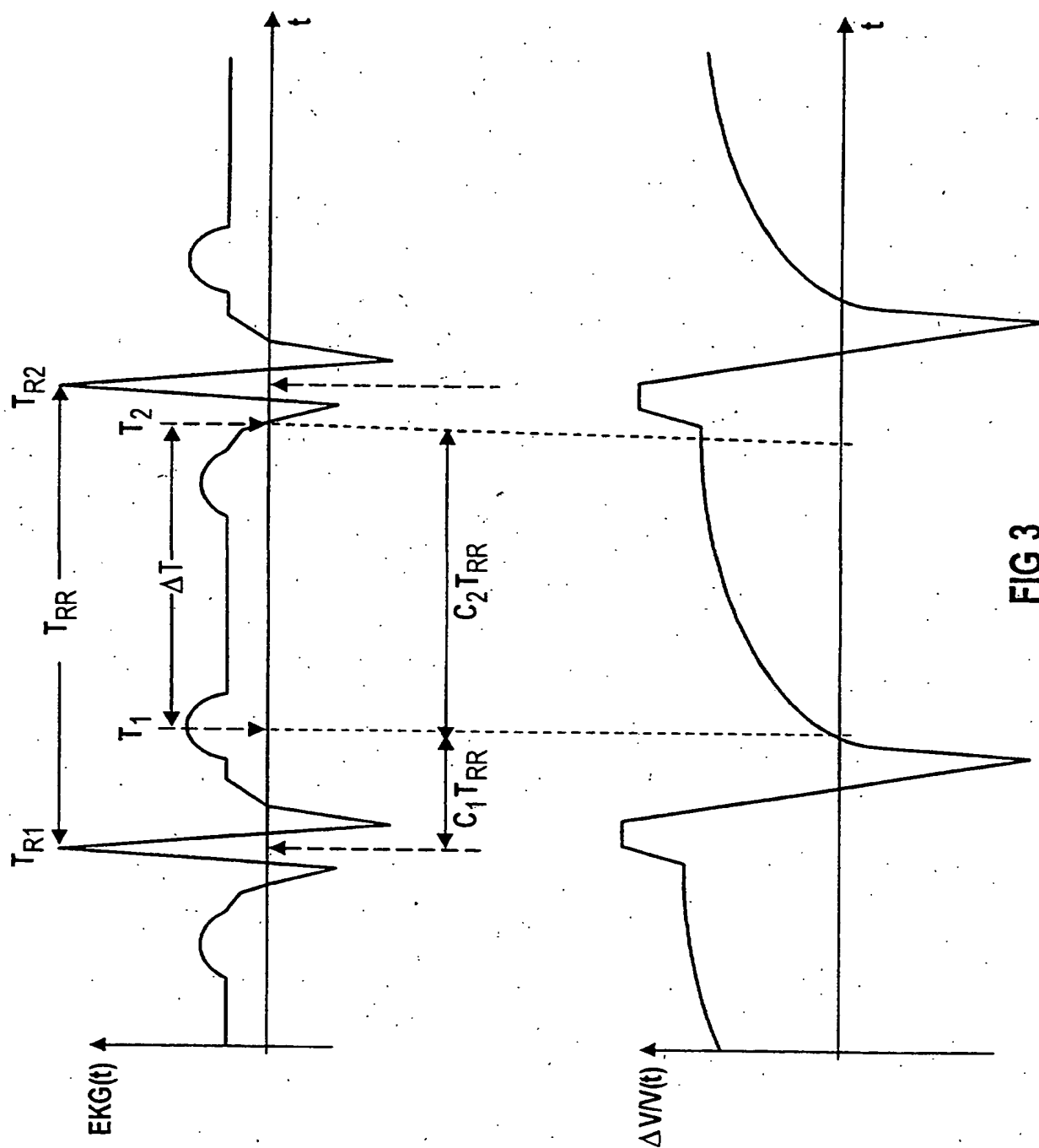


FIG 3

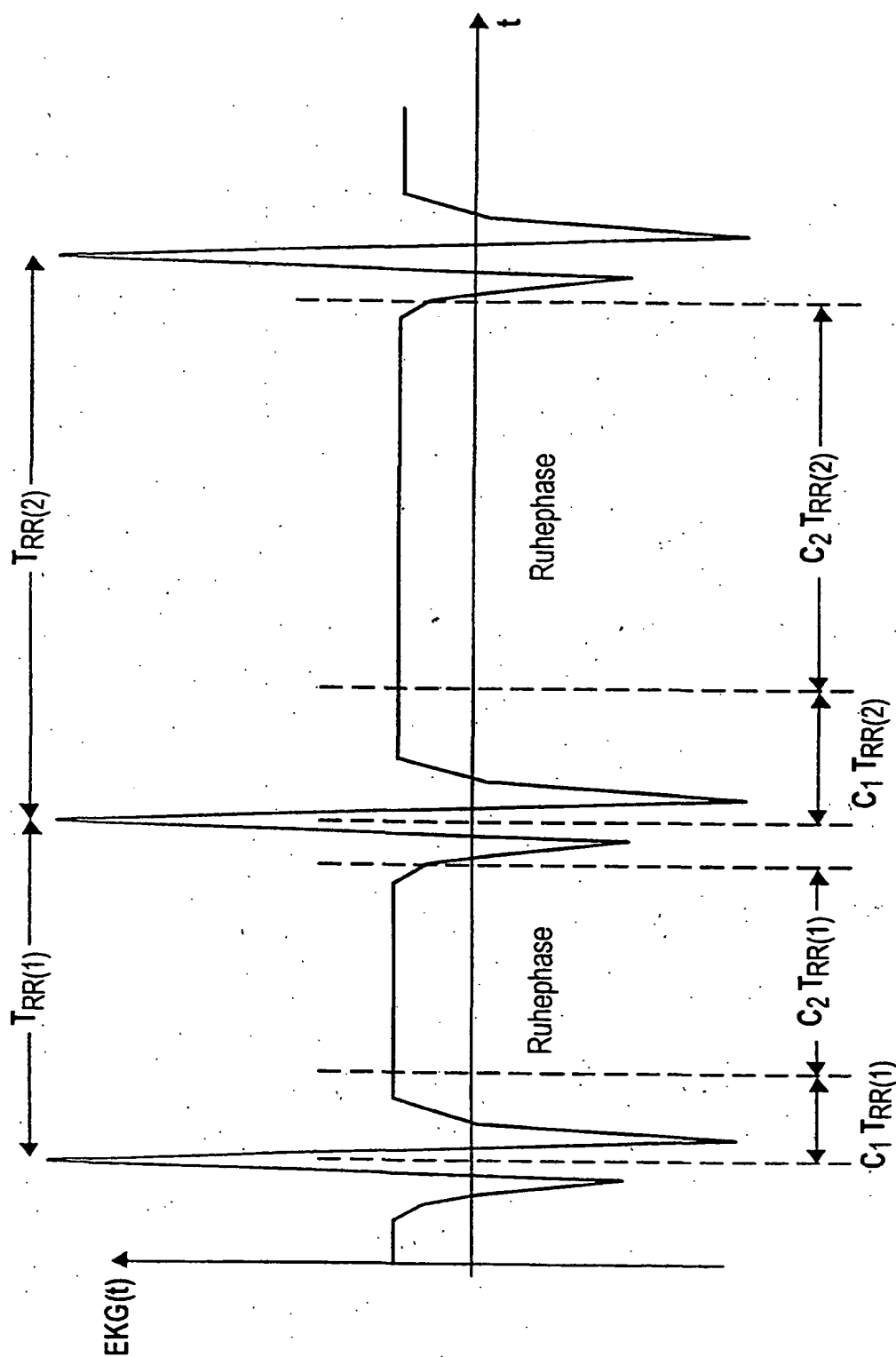
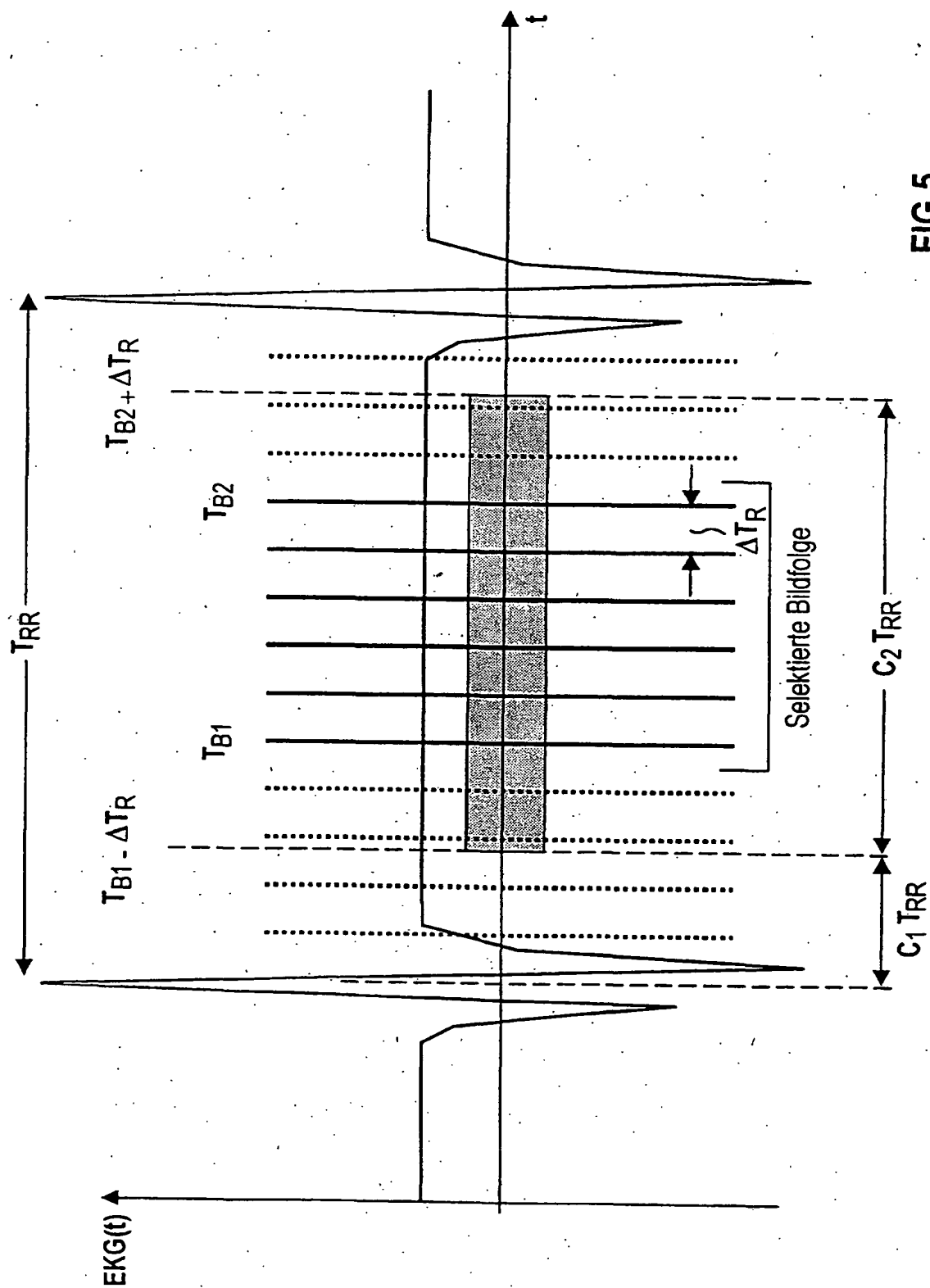


FIG 4



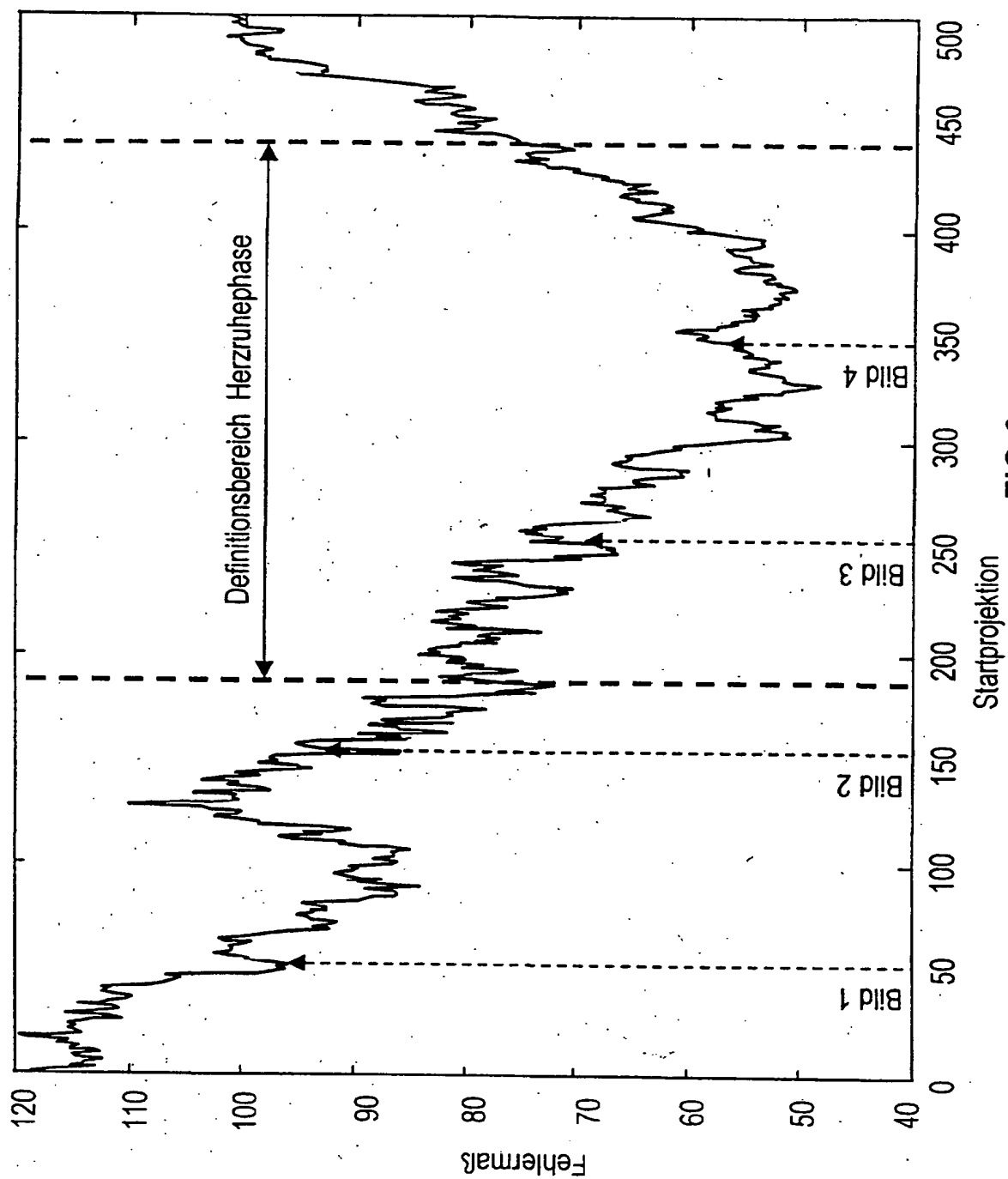


FIG 6



Bild 1 :Startprojektion 50

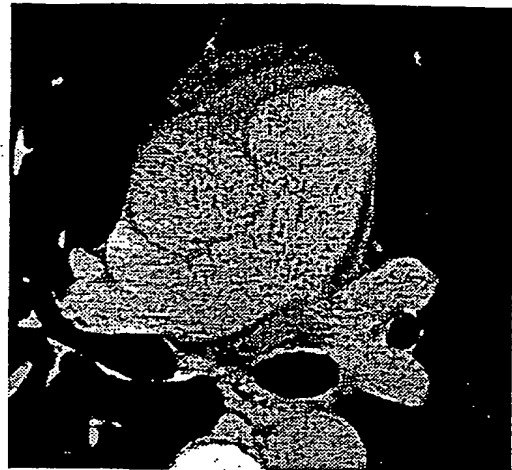


Bild 2: Startprojektion 150

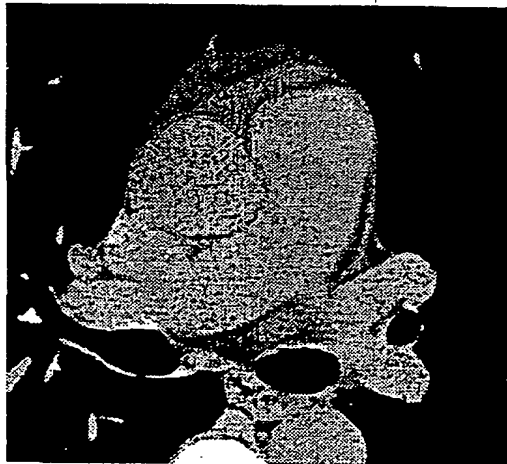


Bild 3 : Startprojektion 250

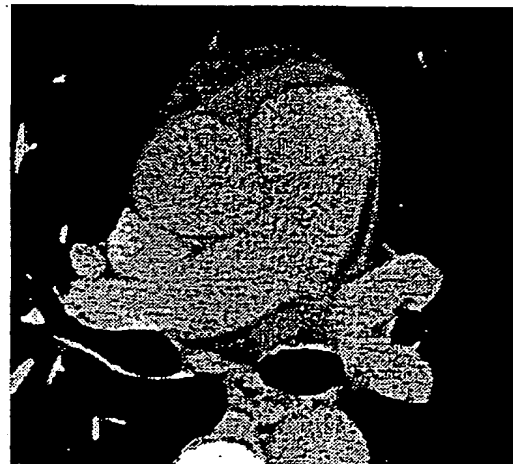


Bild 4 : Startprojektion 350

FIG 7

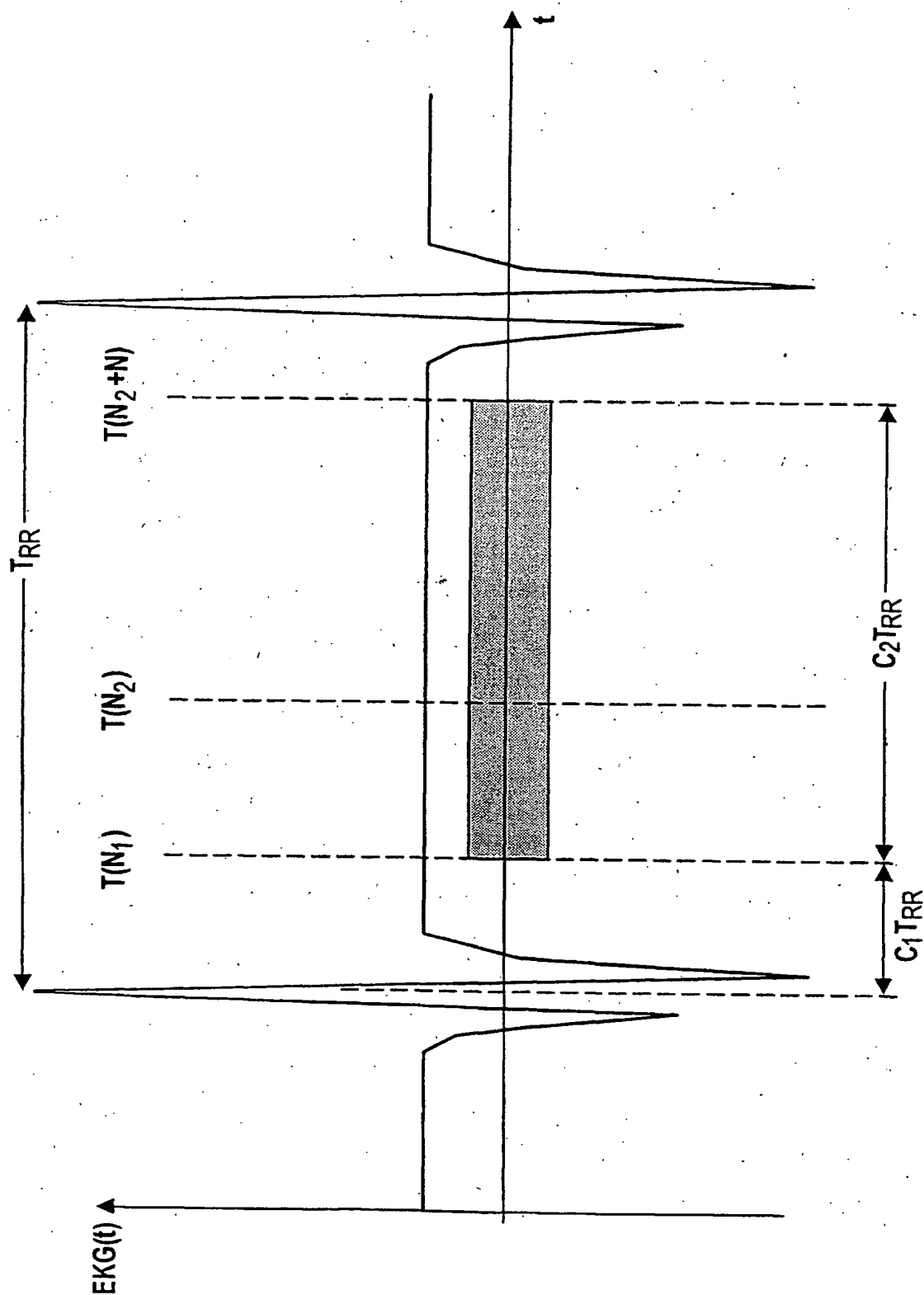


FIG 8

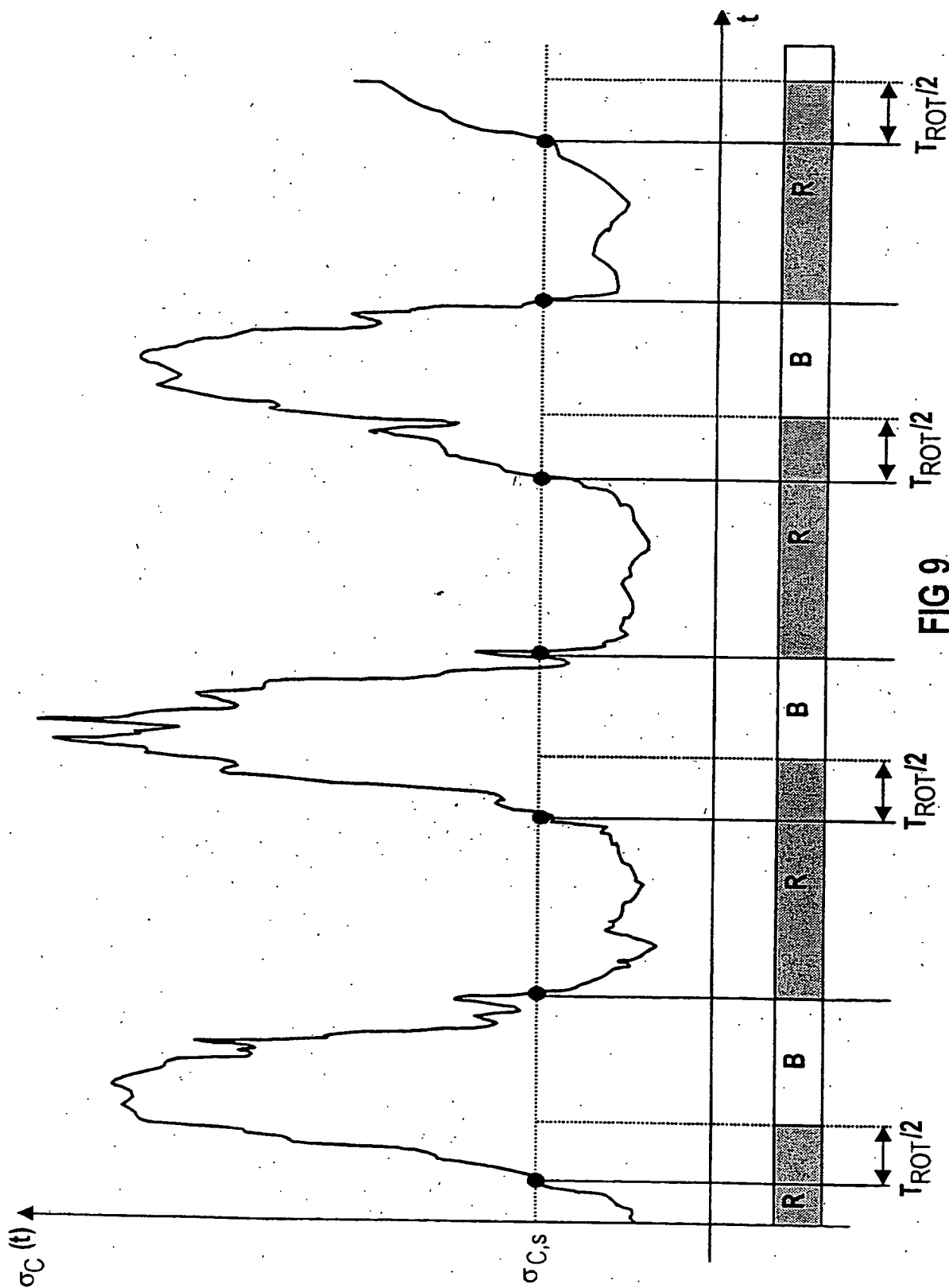


FIG 9

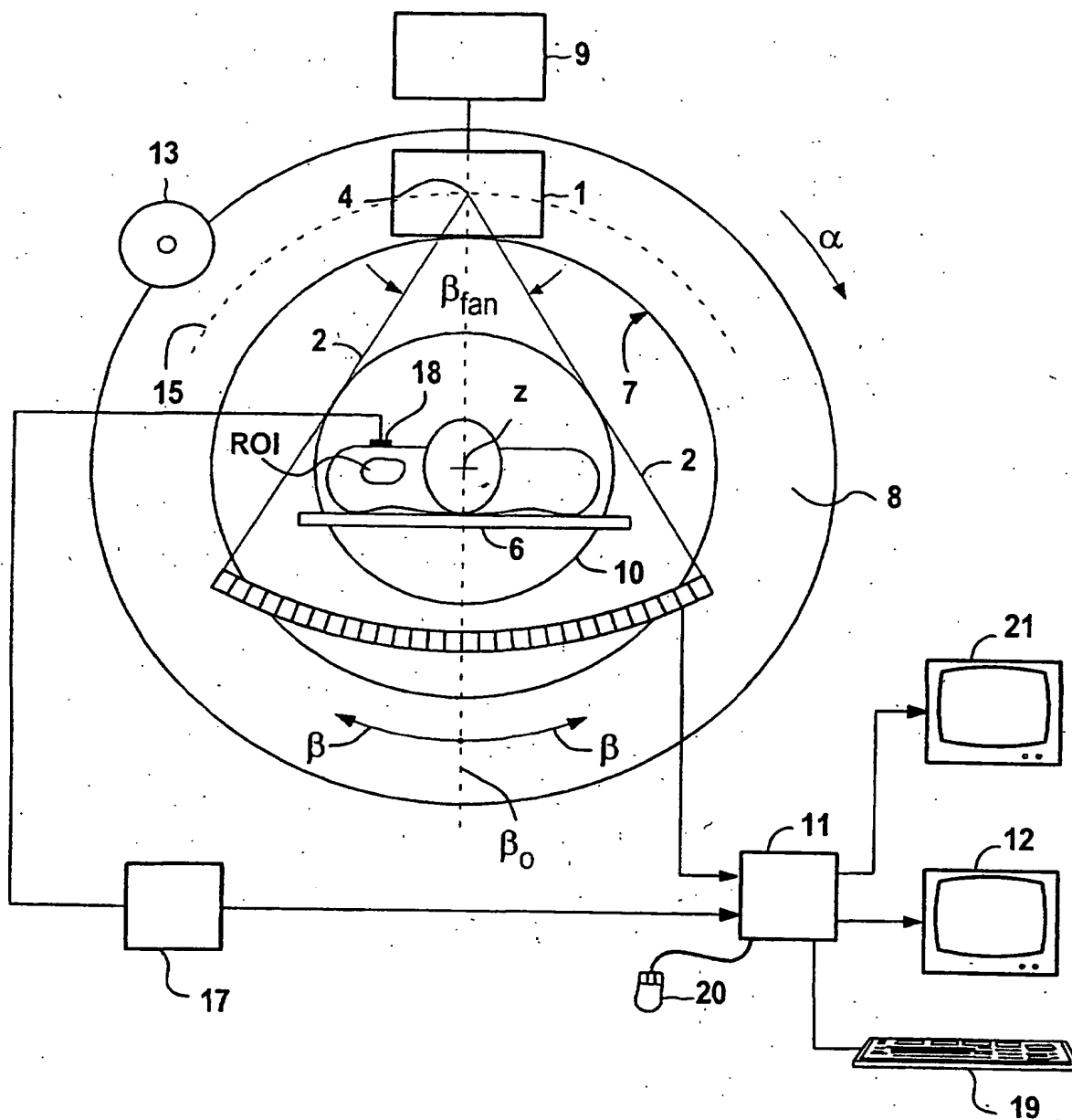


FIG 10

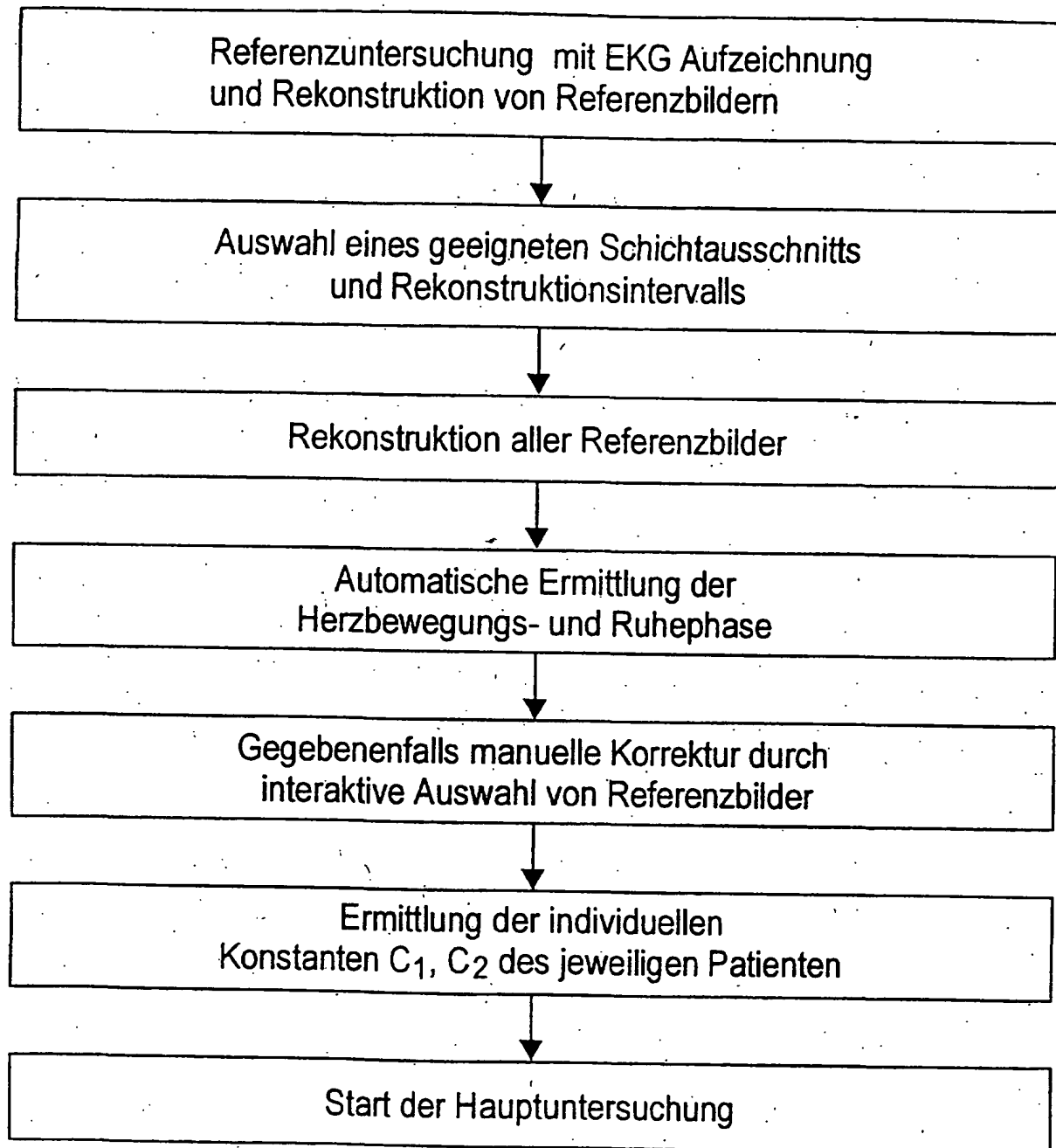
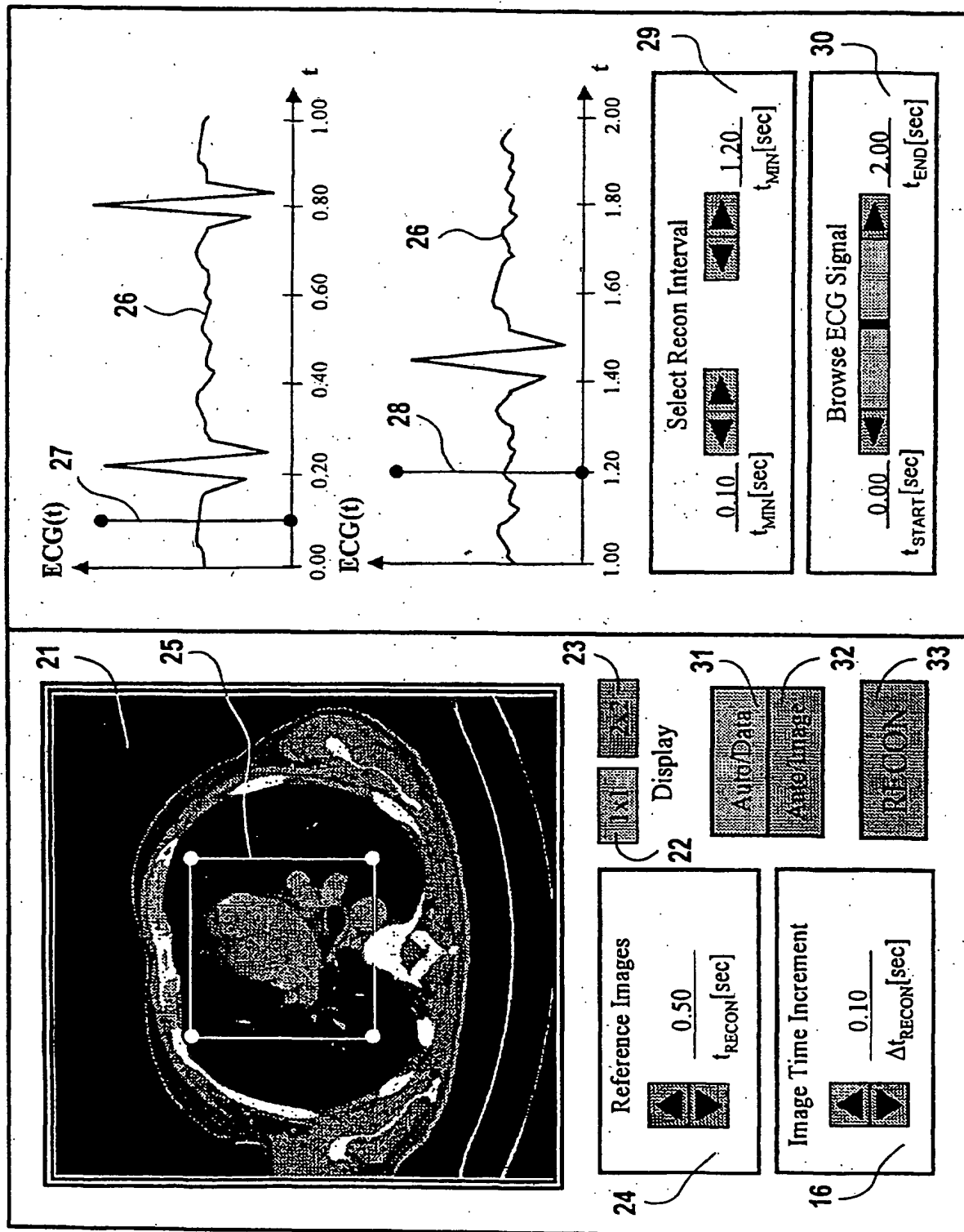
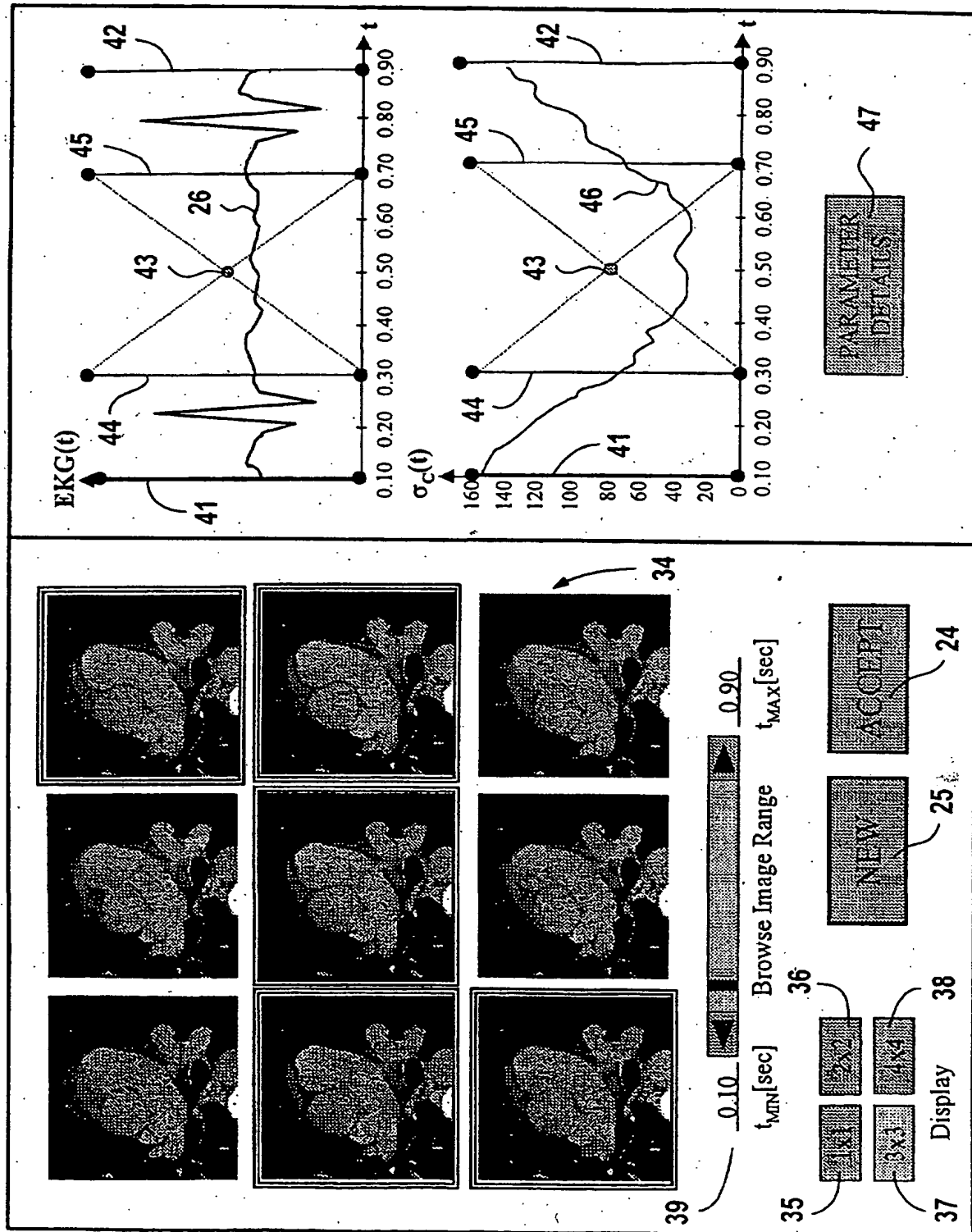


FIG 11





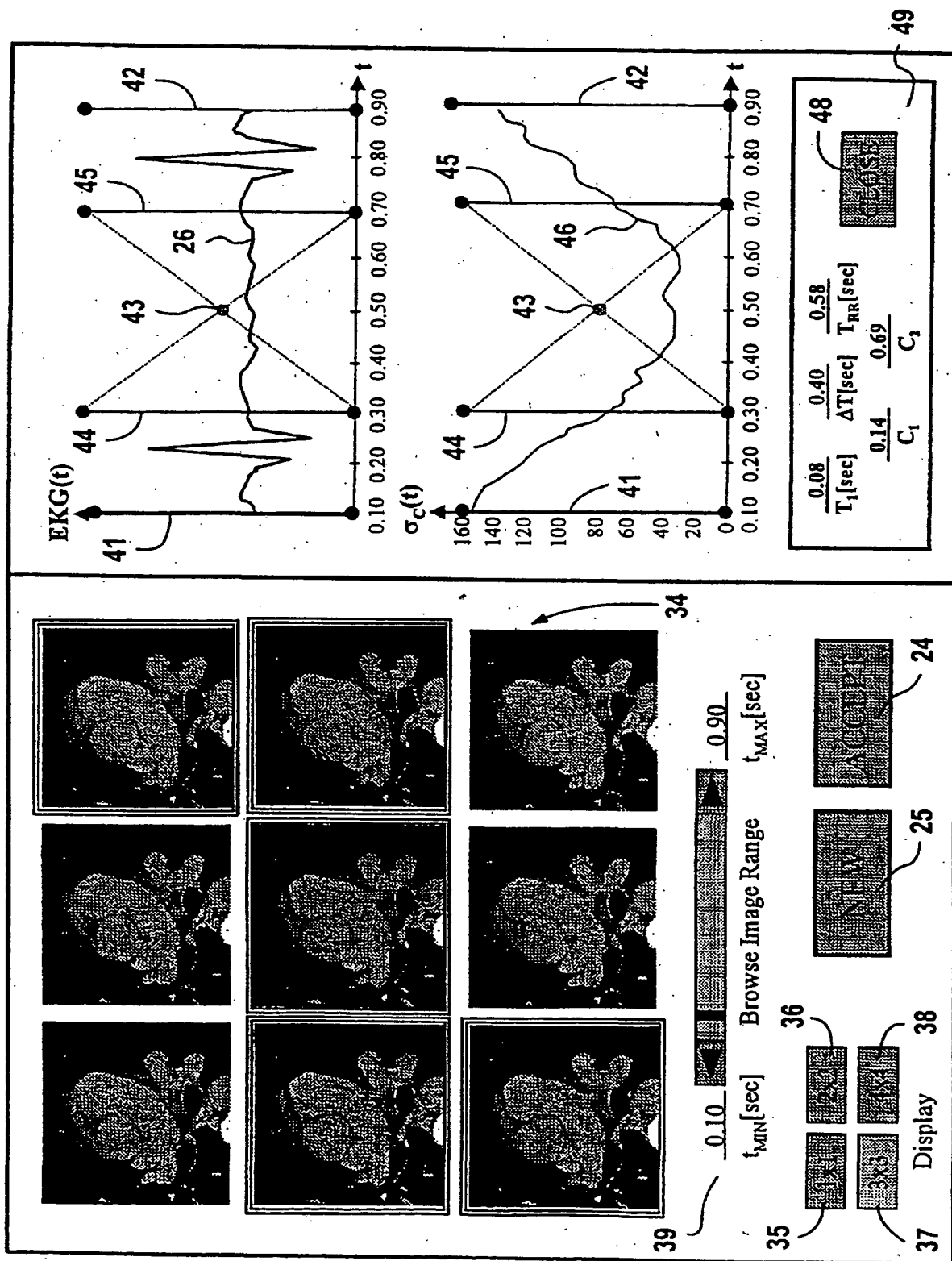


FIG 14

This Page is inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLORED OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REPERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images
problems checked, please do not report the
problems to the IFW Image Problem Mailbox**

This Page Blank (uspto)